

## تأثیر سرعت‌های مختلف گام‌برداری بر کینماتیک راه‌رفتن افراد مبتلا به واروس زانو

ساسان نادری\*، فریبرز محمدی پور\*\*، محمدرضا امیرسیف‌الدینی\*\*

\* کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان.

\*\* استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۴/۲۳

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۹/۲۳

## چکیده

هدف تحقیق حاضر بررسی پارامترهای زمانی-فضایی و زاویه واروس زانو هنگام راه‌رفتن با سرعت‌های مختلف در جوانان مبتلا به واروس زانو بود. ۱۸ آزمودنی مبتلا به واروس زانو درجه ۳ و ۱۷ آزمودنی سالم برای مشارکت در این تحقیق داوطلب شدند. متغیرهای مدت‌زمان استقرار، تاب‌خوردن، حمایت دوگانه، برداشتن یک گام، تواتر گام‌برداری، طول قدم، زاویه واروس در لحظه تماس پاشنه، میانه استقرار و جداشدن پنجه در هنگام راه‌رفتن روی تردمیل با سرعت‌های ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ درصد از سرعت خودانتخابی، با استفاده از سیستم سه‌بعدی motion analysis به همراه ۶ دوربین اپتوالکترونیک اندازه‌گیری شدند. نتایج آزمون‌های بین‌گروهی نشان داد که پارامترهای زمانی-فضایی گروه واروس مشابه با گروه سالم است. متغیرهای زاویه واروس زانو نیز مبین مقادیر بالاتر در گروه واروس نسبت به گروه سالم بود، ولی اختلافات معنی‌دار نبود. نتایج آزمون‌های درون‌گروهی نیز نشان داد که زاویه واروس زانو به‌طورکلی با افزایش سرعت بیشتر می‌شود که هیچ‌کدام از تفاوت‌ها معنی‌دار گزارش نشد. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، افزایش سرعت راه‌رفتن موجب افزایش زاویه واروس زانو می‌شود. از این رو راه‌رفتن با سرعت‌های کمتر از سرعت راه‌رفتن عادی، احتمالاً می‌تواند راهکاری مناسب جهت کاهش بارهای واردشده به مفصل زانو و پیش‌گیری از ابتلا به استئوآرتریت زودرس در جوانان مبتلا به واروس زانو باشد.

واژه‌های کلیدی: راه‌رفتن، کینماتیک، سرعت گام‌برداری، واروس زانو.

## Effect of different walking speed on the gait kinematics of individuals with knee varus

Naderi, S\*, Mohammadipour, F\*\*, AmirSeyfaddini, M.R\*\*

\* Master of Science, Sports Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Shahid Bahonar Kerman University, Iran.

\*\* Assistant Professor, Sports Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Shahid Bahonar Kerman University, Iran.

## Abstract

The purpose of current study was to investigate the spatio-temporal gait parameters and knee varus angle during walking at different speeds in young with knee varus. 18 subjects with varus deformity classified at grade 3 of bowleg and 17 healthy subjects, volunteered to participate in this study. The following variables include stance, swing, double support and cycle time, cadence, stride length, angle of varus at the heel contact, midstance and toe off when walking on the treadmill at speeds of 80, 100 and 120 percent of preferred walking speed, were measured from using the three-dimensional motion analysis system with six optoelectronic cameras. The results of between-group tests showed that spatio-temporal gait parameters in the varus group is similar to the normal group. Also varus angular variables in varus group, was indicate higher values in comparison to the healthy group, but there were no significant differences. The results of inter-group tests also showed the knee varus angle generally increases with increasing speed, that none of the differences were not significant. According to the results, the increase in walking speed will caused to increase knee varus angle. Therefore, walking with speed less than the normal walking speed, probably is a suitable solution to reduce the loads exerted on the knee joint and prevention of premature osteoarthritis in young with knee varus.

**Keywords:** Gait, Kinematics, Walking Speed, Knee Varus

## مقدمه

راه‌رفتن به‌منابه فعالیت عضلانی مستمر در شکل‌گیری وضعیت بدنی افراد تأثیر فراوانی دارد و وضعیت بدنی افراد نیز به‌گونه‌ای متقابل می‌تواند راه‌رفتن آنان را تحت تأثیر قرار دهد. مفصل زانو مهم‌ترین مفصل ایجادکننده ثبات و تحمل وزن در حین راه‌رفتن است و ایجاد هرگونه ناهنجاری در این مفصل به بی‌ثباتی و اختلال عملکردی منجر می‌شود (۱, ۲). ازجمله رایج‌ترین این ناهنجاری‌ها و آروس زانو است که تحقیقات متعدد، شیوع بالای این بیماری در ایران و دیگر نقاط جهان را گزارش کرده‌اند (۳, ۴).

در هنگام راه‌رفتن نیروها به‌طور برابر در سراسر مفصل زانو توزیع نمی‌شوند و تقریباً ۷۰ درصد از کل بار اعمال‌شده به بخش داخلی مفصل زانو اعمال می‌شود (۵, ۶). در افراد مبتلا به ناهنجاری و آروس، فشاری که به قسمت داخلی مفصل وارد می‌شود از ۷۰ درصد هم بیشتر شده و عاملی شتاب‌دهنده برای تخریب سطوح مفصلی و ابتلا به استئوآرتریت<sup>۱</sup> است (۲, ۷). استئوآرتریت شایع‌ترین بیماری تأثیرگذار بر دوران کهن‌سالی است و تقریباً ۳۰ درصد افراد بالای ۶۰ سال به این بیماری مبتلا هستند (۸). براساس گزارش سازمان بهداشت جهانی در سال ۲۰۰۲، با افزایش جمعیت سال‌خوردگان و نیز افزایش شیوع استئوآرتریت، احتمال دارد این بیماری در دهه‌های آینده به چهارمین علت اصلی ناتوانی و ازکارافتادگی در دنیا مبدل شود.

نقش جدایی‌ناپذیر فاکتورهای بیومکانیکی در ایجاد و پیشرفت استئوآرتریت (به‌خصوص در اندام تحتانی) به‌طور گسترده‌ای تحت مطالعه قرار گرفته است (۹-۱۱). طی فاز استقرار<sup>۲</sup> راه‌رفتن، گشتاور اداکشنی<sup>۳</sup> بر مفصل زانو عمل می‌کند که به چرخاندن استخوان درشت‌نی نسبت به استخوان ران (به سمت داخل) در صفحه فرونتال متمایل دارد (۱۲). این گشتاور از متغیرهای مهم مطالعه ناهنجاری و آروس زانو است. افزایش گشتاور اداکشنی موجب افزایش تراکم مواد معدنی استخوان درشت‌نی در قسمت داخلی مفصل زانو می‌شود (۱۲, ۱۳). متعاقب آن افزایش نیروهای برخوردی در این ناحیه را به دنبال دارد (۱۴, ۱۵) و درنهایت به کاهش حجم غضروف مفصلی می‌انجامد و فرد را در معرض ابتلا به استئوآرتریت قرار می‌دهد (۱۶, ۱۷). اندازه گشتاور اداکشنی زانو متأثر از اندازه نیروی عکس‌العمل زمین، بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین حول مرکز مفصل زانو (که فاصله عمودی بین خط عمل این نیرو و مرکز دوران زانو تعریف می‌شود) و جرم و شتاب بخش‌های مختلف اندام تحتانی است. در افراد مبتلا به و آروس زانو به‌علت افزایش زاویه زانو در صفحه فرونتال (پرانتری شدن)، بازوی گشتاور بزرگ‌تر می‌شود و افزایش بار فشاری به بخش داخلی زانو را در پی دارد. همچنین با کاهش یا افزایش سرعت راه‌رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین نیز تغییر می‌کند. چونگ و وانگ (۲۰۱۰) در تحقیق خود تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین حین راه‌رفتن با سرعت‌های مختلف را در افراد سالم بررسی کردند (۱۸). نتایج نشان داد که با افزایش سرعت راه رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس پاشنه<sup>۴</sup> و جداشدن پنجه افزایش<sup>۵</sup> می‌یابد و در لحظه میانه استقرار<sup>۶</sup> کاهش پیدا می‌کند. با توجه به این یافته‌ها، با افزایش سرعت راه رفتن افراد مبتلا به و آروس زانو، اگر زاویه و آروس افزایش پیدا کند روند تخریب غضروف مفصلی تسریع

1. Osteoarthritis  
2. Stance

3. Adduction Moment  
4. Heel Contact

5. Toe off  
6. Midstance

می‌شود و برعکس، اگر زاویه واروس کم شود، گشتاور اداکشنی به گشتاور اداکشنی تبدیل می‌شود و کاهش بار به قسمت داخلی مفصل زانو را در پی دارد.

مطالعات نشان می‌دهد افراد مبتلا به استئوآرتریت برای کاهش گشتاور اداکشنی، پارامترهای گام‌برداری خود را تغییر می‌دهند که این تغییرات شامل افزایش مدت‌زمان استقرار و حمایت دوگانه، کاهش مدت‌زمان تاب-خوردن،<sup>۱</sup> کاهش طول گام و تواتر گام‌برداری می‌شود (۱۹-۲۱). در پی این تحقیقات، موندرمان و همکاران (۲۰۰۴) سازوکار کاهش سرعت گام‌برداری را برای افراد مبتلا در جهت کاهش فشارهای وارده به مفاصل پیشنهاد کردند (۲۲)، اما اینکه این راهکار برای افراد مبتلا به واروس زانو، که هنوز به استئوآرتریت دچار نشده‌اند، مفید است یا خیر هنوز مشخص نیست. نتایج تحقیق استیف و همکاران (۲۰۱۱) نشان داد که جوانان مبتلا به واروس زانو هنگام راه‌رفتن با سرعت خودانتخابی، با اینکه گشتاور اداکشنی بیشتری نسبت به گروه سالم دارند، در تضاد با بزرگسالانی که به استئوآرتریت دچار شده‌اند، نیازی به ایجاد تغییر در پارامترهای زمانی-فضایی<sup>۲</sup> و کاهش آهنگ گام‌برداری در جهت کم کردن بارهای فشاری وارد بر مفصل زانو ندارند (۲۳).

براساس مطالب بیان‌شده و با توجه به اینکه راه‌رفتن با سرعت‌های مختلف یکی از پرطرفدارترین انواع فعالیت‌های جسمانی برای ارتقای کیفیت زندگی و سطح سلامت افراد است و با توجه به شیوع زیاد ناهنجاری واروس زانو، تحقیقی که تأثیر سرعت‌های مختلف راه‌رفتن بر پارامترهای زمانی-فضایی و زاویه زانو در صفحه فرونتال در افراد مبتلا به واروس زانو را بررسی کند وجود نداشت و در نتیجه مشخص نیست که راه‌رفتن با سرعت‌های مختلف برای این گروه مفید است یا خیر؟ با این تفاسیر، هدف تحقیق حاضر تعیین اثر سرعت‌های مختلف گام‌برداری بر کینماتیک راه رفتن افراد مبتلا به واروس زانو است.

## روش‌شناسی

مطالعه حاضر یک تحقیق نیمه‌تجربی با حضور گروه آزمون و گروه کنترل بود. نمونه آماری این تحقیق را ۳۵ نفر (۱۸ نفر مبتلا به واروس زانو و ۱۷ نفر سالم) از دانشجویان پسر دانشگاه شهیدباهنر کرمان تشکیل دادند. آزمودنی‌های مبتلا به واروس زانو به شکل هدفمند و در دسترس انتخاب شدند و معیارهای ورود به تحقیق برای این افراد فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی ران بین ۵ تا ۷/۵ سانتی‌متر (زانوی پراتزی درجه ۳) و عملکردی بودن واروس زانو بود. برای یکسان‌سازی گام‌برداری آزمودنی‌ها، افرادی که به حالت راه‌رفتن در سوپینیشن گام‌برداری می‌کردند از گروه آزمون حذف شدند. برای انتخاب گروه کنترل نیز افرادی انتخاب شدند که سابقه هیچ‌گونه اختلال اسکلتی-عضلانی نداشتند. با توجه به اینکه وزن و قد در پارامترهای گام‌برداری تأثیرگذارند (۲۴)، گروه سالم به‌شکلی انتخاب شدند که فاکتورهای دموگرافیکی آنها با گروه مبتلا به واروس زانو همسان باشد. آزمودنی‌های دو گروه سابقه هیچ‌گونه عمل جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی نداشتند و در زمان آزمون‌گیری از سلامت کامل برخوردار بودند. قبل از اجرای تحقیق آزمودنی‌ها از چگونگی اجرای تحقیق آگاه می‌شدند و فرم رضایت آگاهانه حضور در تحقیق را امضا می‌کردند.

1. Swing

2. Spatio-Temporal Parameters

در ابتدا قد، وزن و فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی ران (با استفاده از کولیس) افراد اندازه‌گیری می‌شد و سپس از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد تا سه مرتبه با پای برهنه در یک مسیر ۱۰ متری با سرعت دلخواه گام‌برداری کنند و مدت‌زمان راه رفتن با کرومومتر ثبت می‌شد. پس از تکمیل کردن سه اجرا، میانگین سرعت به دست آمده برای تنظیم سرعت تردمیل برای هر فرد در نظر گرفته می‌شد (۲۵). تردمیل استفاده شده مارک TUNTURI مدل J880 بود که قابلیت تنظیم کردن سرعت‌های مختلف را به محقق می‌داد. برای ضبط سه‌بعدی راه رفتن آزمودنی‌ها از سیستم اپتوالکترونیک سه‌بعدی تحلیل حرکت<sup>۱</sup> با شش دوربین واقع در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه شهیدباهنر کرمان بهره گرفته شد. این سیستم قادر به فیلم‌برداری سه‌بعدی تا ۹۰۰ فریم در ثانیه است. برای این تحقیق با توجه به اینکه مارکرها بر سطح قدامی و خلفی آزمودنی‌ها نصب شده بود و برای پوشش کامل حرکت مارکرها و همچنین در نظر گرفتن این موضوع که هرچه تعداد دوربین‌ها بیشتر باشد دقت کار بالاتر می‌رود، از هر شش دوربین و حداکثر امکانات استفاده شد (۱۸، ۲۶). فرکانس دوربین‌ها نیز ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد (۲۵، ۲۷، ۲۸). چیدمان دوربین‌ها به نحوی بود که هر مارکر در هر لحظه دست‌کم توسط دو دوربین رؤیت می‌شد (شکل ۱). کالیبره کردن دوربین‌ها به شکلی بود که محور X در امتداد مسیر گام‌برداری و عمود بر صفحه فرونتال آزمودنی‌ها قرار می‌گرفت (در غیر این صورت زوایای زانو در صفحه فرونتال دقیق به دست نمی‌آمدند). بعد از آماده کردن دوربین‌ها هفت مارکر انعکاسی پاسیو<sup>۲</sup> بر موقعیت‌های از قبل تعیین شده قرار داده شد. این محل‌ها شامل سطح قدامی و میانی ساق پا در قسمت دیستال استخوان درشت‌نی، برجستگی درشت‌نی، نقطه میانی خطی که خار خاصره قدامی فوقانی را به استخوان کشکک متصل می‌کند، استخوان پاشنه و انگشت شست در پای راست و استخوان پاشنه و انگشت شست در پای چپ بوده‌اند (۲۵، ۲۸، ۲۹). مارکرها با استفاده از چسب دوطرفه و کش (برای جلوگیری از جابه‌جاشدن در حین آزمون‌گیری) بر بدن آزمودنی‌ها فیکس شدند (شکل ۲).



شکل ۱. موقعیت شش دوربین اپتوالکترونیک نسبت به تردمیل

1. Motion Analysis System

2. Passive Reflective Markers



شکل ۲. محل قرارگیری هفت مارکر انعکاسی بر اندام تحتانی

در شروع کار به صورت ایستا از موقعیت مارکرهای آزمودنی‌ها فیلم برداری می‌شد و سپس به آزمودنی‌ها فرصت کافی داده می‌شد تا با راه رفتن روی تردمیل سازگاری لازم را با آن پیدا کنند. پس از اعلام آمادگی آزمودنی و تشخیص آزمونگر، ۸۰ درصد سرعت خودانتخابی برای هر فرد تنظیم می‌شد. فرد به مدت دودقیقه با این سرعت به گام برداری می‌پرداخت و سپس به مدت ۲۰ ثانیه ضبط صورت می‌گرفت. سپس به ترتیب سرعت تردمیل بر ۱۰۰ و ۱۲۰ درصد از سرعت خودانتخابی قرار داده می‌شد و مراحل قبل تکرار می‌شد. به منظور جلوگیری از خستگی بین هر آزمون به فرد یک دقیقه استراحت داده می‌شد (۲۵،۲۸،۳۰).

داده‌های ضبط شده، به وسیله نرم افزار CORTEX نسخه ۲/۵ مورد پردازش قرار گرفتند. جهت حذف کردن نویزهای ناشی از حرکت مارکرها، فیلتر پایین گذر باترورث<sup>۱</sup> با فرکانس ۶ هرتز به کار گرفته شد. به منظور کاهش داده‌ها، از فیلم ضبط شده پنج گام متوالی منتخب استخراج شد و سپس پارامترهای موردنظر شامل مدت زمان استقرار، مدت زمان تاب خوردن، مدت زمان حمایت دوگانه، مدت زمان یک گام، تواتر گام برداری و طول قدم مطابق با الگوریتم تردمیل مبتنی بر سرعت<sup>۲</sup> به دست آمدند (۳۱). با استفاده از این الگوریتم و مختصات مارکرهای پاشنه، زمانی که مؤلفه  $X$  سرعت از مقادیر مثبت به سمت مقادیر منفی تغییر جهت می‌دهد تماس پاشنه در نظر گرفته می‌شود و زمانی که این مؤلفه از مقادیر منفی به سمت مقادیر مثبت تغییر جهت می‌دهد جدا شدن پنجه قلمداد می‌شود. نقطه ۵۰ درصدی مدت زمان استقرار نیز به عنوان میانه استقرار انتخاب شد. برای به دست آوردن زوایای زانو در صفحه فرونتال با نرم افزار MATLAB R2012a برنامه موردنظر نوشته شد تا با استفاده از مختصات  $Y$  و  $Z$  مارکرهای نصب شده روی ران، برجستگی درشت نی و ساق پا، زاویه زانو در صفحه فرونتال در لحظه‌های تماس پاشنه، میانه استقرار و جدا شدن پنجه را محاسبه کند و تغییرات این زاویه نسبت به حالت ایستای هر آزمودنی را به دست آورد.

تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم افزار اس.پی.اس.اس نسخه ۲۲ انجام گرفت. نرمال بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو-ویلک تحت بررسی قرار گرفت. برای مقایسه داده‌های دو گروه در صورت نرمال بودن از آزمون

1. Butterworth

2. Velocity-Based Treadmill Algorithm

تی مستقل و در صورت نرمال‌نبودن از آزمون ناپارامتری تی ویلکاکسون (یو من ویتنی) برای دو گروه مستقل استفاده شد. در جهت به‌دست‌آوردن تفاوت‌های درون‌گروهی برای گروه واروس زانو (تفاوت پارامترها بین سرعت ۱۰۰ درصد با سرعت‌های ۸۰ و ۱۲۰ درصد) در صورت نرمال‌بودن داده‌ها از آزمون تحلیل مکرر واریانس و برای تعیین نقاط معنی‌داری از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد و در صورت نرمال‌نبودن آزمون ناپارامتری فریدمن و تی ویلکاکسون برای نمونه‌های همبسته به‌کار گرفته شد. سطح معنی‌داری  $P < 0.05$  در نظر گرفته شد.

## یافته‌ها

ویژگی‌های آزمودنی‌ها شامل سن، وزن و قد در جدول ۱ نمایش داده شده‌اند. برای همسان‌سازی دو گروه از آزمون تی مستقل استفاده شد که نتایج تفاوت معنی‌داری را بین پارامترهای اندازه‌گیری‌شده (به‌استثنای فاصله بین‌اپی‌کندیل‌ها) نشان نداد (جدول ۱).

در باب متغیرهای زمانی - فضایی بررسی شده، آزمون‌های برون‌گروهی تفاوت معنی‌داری را بین هیچ‌کدام از پارامترها نشان ندادند. آزمون‌های درون‌گروهی برای هر دو گروه به‌طورکلی کاهش در پارامترهای مدت‌زمان استقرار، مدت‌زمان تاب‌خوردن، مدت‌زمان یک گام و مدت‌زمان حمایت دوگانه و افزایش در پارامترهای طول قدم و تواتر گام‌برداری را با افزایش سرعت راه‌رفتن نشان دادند. تفاوت‌های تمام پارامترهای بررسی‌شده (بین سرعت ۸۰ و ۱۲۰ درصد با سرعت ۱۰۰ درصد) معنی‌دار بود (جدول ۲).

در باب متغیرهای زاویه‌ای بررسی شده، آزمون‌های برون‌گروهی با اینکه مقادیر بیشتر زاویه واروس زانو در لحظات تماس پاشنه، میانه استقرار و جداسدن پنجه را در گروه واروس زانو نسبت به گروه سالم نشان دادند، تفاوت‌ها معنی‌دار نبود (جدول ۳). آزمون‌های درون‌گروهی برای گروه مبتلا به واروس زانو با افزایش سرعت راه‌رفتن، افزایش در مقادیر زاویه واروس در لحظه تماس پاشنه (سرعت ۸۰ با ۱۰۰ درصد:  $P=0.051$ ، سرعت ۱۰۰ با ۱۲۰ درصد:  $P=0.222$ ) و کاهش زاویه واروس در لحظه میانه استقرار (سرعت ۸۰ با ۱۰۰ درصد:  $P=0.845$ ، سرعت ۱۰۰ با ۱۲۰ درصد:  $P=0.327$ ) را نشان داد. در لحظه جداسدن پنجه با افزایش سرعت از ۸۰ به ۱۰۰ درصد زاویه واروس افزایش یافت ( $P=0.614$ ) ولی با افزایش سرعت از ۱۰۰ به ۱۲۰ درصد این زاویه تغییر آن‌چنانی نداشت ( $P=1.000$ ). بین هیچ‌کدام از سرعت‌های راه‌رفتن اختلاف‌ها معنی‌دار نبود (نمودار ۱).

جدول ۱. ویژگی‌های بالینی و دموگرافیکی آزمودنی‌ها

P	انحراف استاندارد	میانگین	گروه	شاخص
883/0	57/2	4/22	سالم	سن (سال)
	38/1	8/21	واروس زانو	
839/0	00/6	58/175	سالم	قد (سانتی‌متر)
	14/6	16/175	واروس زانو	
122/0	47/8	6/68	سالم	وزن (کیلوگرم)
	15/7	4/64	واروس زانو	
001/0*	51/0	76/0	سالم	فاصله بین اپی‌کندیلهای ران (سانتی‌متر)
	58/0	69/5	واروس زانو	
159/0	41/0	88/4	سالم	سرعت خودانتخابی راه رفتن (متر بر ثانیه)
	57/0	12/5	واروس زانو	

\* نشان‌دهنده تفاوت معنی‌دار ( $P < 0.05$ )

جدول ۲. متغیرهای زمانی-فضایی راه رفتن در حین گام‌برداری با سرعت‌های مختلف ترمیم

P	گروه کنترل	گروه واروس	سرعت گام‌برداری	متغیر
۰/۵۰۶	۰/۶۰ ± ۰/۰۳*	۰/۵۹ ± ۰/۰۴*	۸۰ درصد	مدت زمان استقرار (ثانیه)
۰/۴۴۵	۰/۵۵ ± ۰/۰۲	۰/۵۴ ± ۰/۰۳	۱۰۰ درصد	
۰/۳۴۳	۰/۵۱ ± ۰/۰۲*	۰/۵۰ ± ۰/۰۳*	۱۲۰ درصد	
۰/۷۰۳	۰/۴۲ ± ۰/۰۲*	۰/۴۲ ± ۰/۰۲*	۸۰ درصد	مدت زمان تاب خوردن (ثانیه)
۰/۷۶۳	۰/۴۰ ± ۰/۰۲	۰/۴۰ ± ۰/۰۲	۱۰۰ درصد	
۰/۸۳۲	۰/۳۹ ± ۰/۰۱*	۰/۳۸ ± ۰/۰۲*	۱۲۰ درصد	
۰/۵۵۰	۱/۰۲ ± ۰/۰۶*	۱/۰۱ ± ۰/۰۶*	۸۰ درصد	مدت زمان برداشتن یک گام (ثانیه)
۰/۶۴۶	۰/۹۶ ± ۰/۰۴	۰/۹۵ ± ۰/۰۵	۱۰۰ درصد	
۰/۵۳۱	۰/۹۰ ± ۰/۰۳*	۰/۸۹ ± ۰/۰۵*	۱۲۰ درصد	
۰/۳۴۴	۰/۱۷ ± ۰/۰۲*	۰/۱۶ ± ۰/۰۲*	۸۰ درصد	مدت زمان حمایت دوگانه (ثانیه)
۰/۴۵۲	۰/۱۴ ± ۰/۰۱	۰/۱۳ ± ۰/۰۲	۱۰۰ درصد	
۰/۵۱۸	۰/۱۱ ± ۰/۰۱*	۰/۱۰ ± ۰/۰۱*	۱۲۰ درصد	
۰/۹۲۰	۵۳/۷۷ ± ۴/۵۹*	۵۳/۶۴ ± ۳/۳۸*	۸۰ درصد	طول قدم (سانتی‌متر)
۰/۵۲۲	۶۲/۲۱ ± ۴/۶۰	۶۱/۳۹ ± ۲/۷۳	۱۰۰ درصد	
۰/۲۸۱	۶۸/۷۷ ± ۵/۶۸*	۶۶/۸۵ ± ۴/۶۶*	۱۲۰ درصد	
۰/۵۱۹	۱۱۶/۲۴ ± ۶/۷۹*	۱۱۷/۷۸ ± ۷/۱۹*	۸۰ درصد	تواتر گام‌برداری (قدم بر دقیقه)
۰/۶۲۱	۱۲۳/۷۱ ± ۵/۹۲	۱۲۴/۸۳ ± ۷/۳۲	۱۰۰ درصد	
۰/۵۲۵	۱۳۱/۹۴ ± ۴/۸۶*	۱۳۳/۷۸ ± ۸/۲۵*	۱۲۰ درصد	

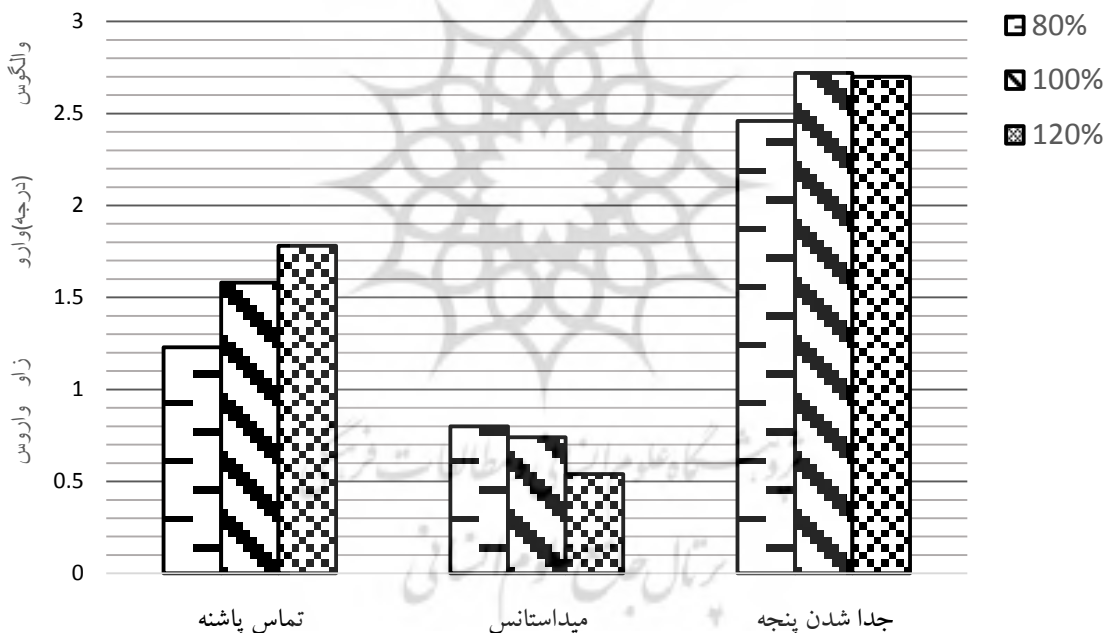
\* نشان‌دهنده تفاوت معنی‌دار سرعت ۸۰ و ۱۲۰ درصد از سرعت ۱۰۰ درصد (مربوط به آزمون‌های آماری درون گروهی تحلیلی مکرر واریانس و

فردمن) در گروه واروس و گروه کنترل ( $P < 0.05$ )

جدول ۳. متغیرهای زاویه‌ای زانو در صفحه فرونتال در حین گام‌برداری با سرعت‌های مختلف تردمیل

متغیر	سرعت گام‌برداری	گروه واروس	گروه کنترل	P
زاویه واروس در لحظه تماس پاشنه (درجه)	۸۰ درصد	$1/23 \pm 1/71$	$0/35 \pm 1/30$	۰/۰۹۸
	۱۰۰ درصد	$1/58 \pm 1/72$	$0/84 \pm 1/38$	۰/۱۷۲
	۱۲۰ درصد	$1/78 \pm 1/59$	$0/98 \pm 1/58$	۰/۱۴۵
زاویه واروس در لحظه میانه استقرار (درجه)	۸۰ درصد	$0/80 \pm 1/14$	$0/61 \pm 1/31$	۰/۶۶۴
	۱۰۰ درصد	$0/74 \pm 1/05$	$0/47 \pm 1/62$	۰/۲۱۹
	۱۲۰ درصد	$0/54 \pm 0/02$	$0/35 \pm 1/53$	۰/۲۸۷
زاویه واروس در لحظه جدا شدن پنجه (درجه)	۸۰ درصد	$2/46 \pm 2/09$	$1/47 \pm 1/87$	۰/۱۵۰
	۱۰۰ درصد	$2/72 \pm 1/83$	$1/75 \pm 1/72$	۰/۱۱۶
	۱۲۰ درصد	$2/70 \pm 2/04$	$1/58 \pm 1/95$	۰/۱۰۸

افزایش مقادیر نشان‌دهنده واروس زانو و کاهش مقادیر نشان‌دهنده والگوس زانو



نمودار ۱. مقادیر زاویه زانو در صفحه فرونتال در لحظه تماس پاشنه، میانه استقرار و جداشدن پنجه در گروه واروس زانو

## بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تفاوت معنی‌داری در پارامترهای زمانی-فضایی و متغیرهای زاویه‌ای راه‌رفتن در سرعت‌های مختلف گام‌برداری بین گروه مبتلا به واروس زانو و سالم وجود ندارد. این نتایج مبین این است که جوانان مبتلا به واروس زانو، که هنوز به استئوآرتریت زانو مبتلا نشده‌اند، نیازی به تغییر دادن پارامترهای گام‌برداری در جهت کاهش فشارهای وارد به مفاصل اندام تحتانی ندارند. پاسخ معمول به افزایش سرعت راه‌رفتن با توجه به تحقیق مورای (۱۹۶۷)، چونگ و همکاران (۲۰۱۰) و اسمیت و همکاران (۲۰۱۲)، کاهش مدت‌زمان استقرار، مدت‌زمان حمایت دوگانه و مدت‌زمان یک سیکل گام‌برداری و افزایش مدت‌زمان



تاب خوردن، طول قدم و تواتر گام برداری است (۱۸، ۳۲، ۳۳) که در این تحقیق نیز آزمودنی‌ها با توجه به جدول ۲ با افزایش سرعت سازوکاری مشابه با این سازوکار را اتخاذ کردند (با اینکه در جدول ۲ مدت زمان تاب خوردن کاهش پیدا می‌کند، درصد مدت زمان تاب خوردن با توجه به یک سیکل گام برداری افزایش می‌یابد و از ۰/۴۱ درصد به ۰/۴۳ درصد می‌رسد). نتایج این تحقیق همسو با نتایج مطالعه استیف و همکاران (۲۰۱۱) نشان داد که افراد مبتلا به واروس زانو، که هنوز به استئوآرتریت دچار نشده‌اند، برای تعدیل بارهای فشاری وارد بر مفصل زانو به تغییر پارامترهای گام برداری خود نیازی ندارند (۲۳). همچنین این نتایج مغایر با نتایج تحقیقات کافمن و همکاران (۲۰۰۱)، بالیوناس و همکاران (۲۰۰۲) و الزهرانی و باخیت (۲۰۰۲) است که افزایش مدت زمان استقرار و حمایت دوگانه، کاهش طول گام و تواتر گام برداری حین راه رفتن در افراد مبتلا به استئوآرتریت را گزارش کرده بودند، (۱۹-۲۱). تفاوت در سن و وضعیت سلامت عمومی آزمودنی‌ها (در تحقیق حاضر افراد نشانه‌ای از بیماری استئوآرتریت نداشتند) می‌تواند از دلایل تفاوت در نتایج باشد.

علاوه بر این، نتایج تحقیق حاضر مشخص کرد که هنگام راه رفتن با سرعت‌های کمتر و بیشتر از سرعت عادی نیز سازوکار گام برداری گروه واروس در مقایسه با افراد سالم تغییری نمی‌کند. با افزایش سرعت، بارهای وارد به مفاصل نیز افزایش پیدا می‌کنند (۱۸). افراد مسن برای مقابله با این بار تحمل شده، مدت زمان سیکل راه رفتن و متعاقب آن مدت زمان استقرار را افزایش و مدت زمان تاب خوردن و تواتر گام برداری را کاهش می‌دهند (۳۰، ۳۳). اما در این تحقیق مشاهده شد که جوانان مبتلا به واروس زانو، که هنوز دچار تخریب غضروف مفصلی نشده‌اند، به تغییر در پارامترهای زمانی-فضایی گام برداری در جهت کاهش بارهای اعمال شده هنگام راه رفتن با سرعت‌های مختلف نیاز ندارند. در تحقیق حاضر علاوه بر پارامترهای زمانی-فضایی، زاویه زانو در صفحه فرونتال نیز بررسی شد (جدول ۳). نتایج نشان داد که در لحظات تماس پاشنه و جدا شدن پنجه که اوج نیروی عکس‌العمل زمین به بدن و متعاقب آن بیشترین گشتاور اداکشنی به مفصل زانو وارد می‌شود، بیشینه زاویه واروس در زانو به وجود می‌آید. با اینکه تفاوت‌ها بین گروه واروس و گروه سالم معنی‌دار نبود، بیشتر بودن مقادیر زاویه‌ای در گروه واروس نسبت به گروه سالم می‌تواند در سنین بالاتر نگران‌کننده باشد. براساس تحقیقات انجام شده، تغییرات اندک در زاویه زانو در صفحه فرونتال به افزایش بار چندبرابری به مفصل زانو در حرکات ایستا و پویا منجر می‌شود (۲، ۳۴)، در نتیجه زوایای به دست آمده با وجود معنی‌دار نبودن بین دو گروه، ممکن است احتمال ابتلا به استئوآرتریت زودرس را افزایش و سن ابتلا به استئوآرتریت را کاهش دهد.

در افراد مبتلا به واروس، با افزایش سرعت (از ۸۰ به ۱۰۰ و از ۱۰۰ به ۱۲۰ درصد) نتایج نشان‌دهنده افزایش زاویه واروس زانو در لحظات تماس پاشنه و جدا شدن پنجه هستند. این زوایا تابعی از نیروی عکس‌العمل زمین‌اند. این نیرو در فاز استقرار دو پیک دارد که پیک اول در لحظه تماس پاشنه و پیک دوم در لحظه جدا شدن پنجه است (۳۵). در لحظه میانه استقرار با افزایش سرعت، زاویه واروس کاهش پیدا می‌کند. دلیل این کاهش زاویه احتمالاً به کمتر شدن میزان نیروی عکس‌العمل در سرعت‌های بالاتر راه رفتن مربوط می‌شود. با افزایش سرعت، نوسان عمودی مرکز ثقل بیشتر می‌شود، در پی آن مرحله کاهش شتاب مرکز ثقل نیز بیشتر می‌شود و

متعاقب آن نیروی عکس‌العمل زمین کمتر می‌شود (۳۶). این نتایج همسو با نتایج تحقیق موندرمان و همکاران (۲۰۰۴) است، که کاهش سرعت گام‌برداری در جهت تقلیل فشارهای وارد به مفصل زانو در افراد مبتلا به استئوآرتریت را پیشنهاد کرده بود (۲۲).

## نتیجه‌گیری

به‌طورکلی، یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که سرعت‌های مختلف گام‌برداری تأثیری بر پارامترهای زمانی-فضایی راه‌رفتن افراد مبتلا به واریوس زانو (که هنوز به استئوآرتریت مبتلا نشده‌اند) ندارد. این افراد احتمالاً برای کاهش فشارهای وارد بر مفاصل به‌جای تغییر پارامترهای زمانی-فضایی از سازوکارهای دیگری مانند افزایش میزان فعالیت عضلانی و هم‌انقباضی عضلات در قسمت خارجی مفصل زانو استفاده می‌کنند (۳۷). همچنین براساس نتایج مشخص شد که سرعت‌های بالاتر گام‌برداری موجب افزایش زاویه واریوس می‌شود و احتمالاً تحمیل بار بیشتر به مفصل زانو در افراد مبتلا به واریوس زانو را به دنبال دارد. راه‌رفتن با سرعت‌های کمتر از سرعت عادی، با توجه به کاهش زاویه واریوس، می‌تواند راهکاری مناسب برای این دسته از افراد جهت حفظ سطح فعالیت جسمانی باشد.

## منابع

1. Tanamas, S., Hanna, F.S., Cicuttini, F.M., Wluka, A.E., Berry, P., Urquhart, D.M. (2009). Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Care Research*. 61(4): 459-67.
2. Brouwer, G.M., Tol, A.W.V., Bergink, A.P., Belo, J.N., Bernsen, R.M.D., Reijman, M., et al. (2007). Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatology*. 56(4): 1204-11.
3. Agaja, S.B. (2001). Factors affecting angular deformities of the knees in Nigerian children--Ilorin experience. *West African Journal of Medicine*. 20(4): 246-50.
4. Karimi, M., Kashefipour, A., Yousfnejad, Z. (2005). The Prevalence of Genu Varum and Genu Valgum in Primary School Children in Iran 2003-2004. *J Med Sci*. 5(1): 52-4.
5. Schipplein, O.D., Andriacchi, T.P. (1991). Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journaj of Orthopaedic Research*. 9(1): 113-9.
6. Andriacchi, T.P. (1994). Dynamics of knee malalignment. *Orthopedic Clinics of North America*. 25(3): 395-403.
7. Barrios, J.A., Higginson, J.S., Royer, T.D., Davis, I.S. (2009). Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clinical Biomechanics*. 24(10): 850-4.
8. Felson, D.T., Naimark, A., Anderson, J., Kazis, L., Castelli, W., Meenan, R.F. (1987). The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis & Rheumatology*. 30(8): 914-8.
9. Shakoob, N., Moio, K. (2004). A biomechanical approach to musculoskeletal disease. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 18(2): 173-86.
10. Block, J.A., Shakoob, N. (2010). Lower limb osteoarthritis: biomechanical alterations and implications for therapy. *Current Opinion in Rheumatology*. 22(5): 544-50.
11. Englund, M. (2010). The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 24(1): 39-46.
12. Hurwitz, D.E., Sumner, D.R., Andriacchi, T.P., Sugar, D.A. (1998). Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *Journal of Biomechanics*. 31(5): 423-30.
13. Bennell, K.L., Creaby, M.W., Wrigley, T.V., Hunter, D.J. (2008). Tibial subchondral trabecular volumetric bone density in medial knee joint osteoarthritis using peripheral quantitative computed tomography technology. *Arthritis & Rheumatology*. 58(9): 2776-85.
14. Zhao, D., Banks, S.A., Mitchell, K.H., D'Lima, D.D., Colwell, C.W., Fregly, B.J. (2007). Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journaj of Orthopaedic Research*. 25(6): 789-97.
15. Mündermann, A., Dyrby, C.O., D'Lima, D.D., Colwell, C.W., Andriacchi, T.P. (2008). In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journaj of Orthopaedic Research*. 26(9): 1167-72.
16. Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada, S. (2002). Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 61(7): 617-22.

17. Jackson, B.D., Teichtahl, A.J., Morris, M.E., Wluka, A.E., Davis, S.R., Cicuttini, F.M. (2004). The effect of the knee adduction moment on tibial cartilage volume and bone size in healthy women. *Rheumatology (Oxford)*. 43(3): 311-4.
18. Chung, M.J., Wang, M.J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait Posture*. 31(1): 131-5.
19. Kaufman, K.R., Hughes, C., Morrey, B.F., Morrey, M., An, K.N. (2001). Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*. 34(7): 907-15.
20. Al-Zahrani, K.S., Bakheit, A.M. (2002). A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and Rehabilitation*. 24(5): 275-80.
21. Baliunas, A.J., Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Karrar, A., Case, J.P., Block, J.A., et al. (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 10(7): 573-9.
22. Mündermann, A., Dyrby, C.O., Hurwitz, D.E., Sharma, L., Andriacchi, T.P. (2004). Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: Reduced walking speed. *Arthritis & Rheumatology*. 50(4): 1172-8.
23. Stief, F., Böhm, H., Schwirtz, A., Dussa, C.U., Döderlein, L. (2011). Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait & Posture*. 33(3): 490-5.
24. Macellari, V., Giacomozzi, C., Saggini, R. (1999). Spatial-temporal parameters of gait: reference data and a statistical method for normality assessment. *Gait & Posture*. 10(2): 171-81.
25. Moreno, C.C., Mendes, L.A., Lindquist, A.R. (2011). Effects of Treadmill Inclination on the Gait of Individuals With Chronic Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 92(10): 1675-80.
26. Han, J.T., Kwon, Y.H., Park, J.W., Koo, H.M., Nam, K.S. (2009). Three-Dimensional Kinematic Analysis during Upslope Walking with Different Inclinations by Healthy Adults. *Journal of Physical Therapy Science*. 21(4): 385-91.
27. Tulchin, K., Orendurff, M., Karol, L. (2010). The effects of surface slope on multi-segment foot kinematics in healthy adults. *Gait & Posture*. 32(4): 446-50.
28. Rodenbusch, T.L.M., Ribeiro, T.S., Simão, C.R., Britto, H.M.J.S., Tudella, E., Lindquist, A.R. (2013). Effects of treadmill inclination on the gait of children with Down syndrome. *Research in Developmental Disabilities*. 34(7): 2185-90.
29. Munro, A., Herrington, L., Comfort, P. (2012). Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. *Physical Therapy in Sport*. 13(4): 259-64.
30. Kang, H.G., Dingwell, J.B. (2008). Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture*. 27(4): 572-7.
31. Zeni, Jr.J.A., Richards, J.G., Higginson, J.S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture*. 27(4): 710-4.
32. Murray, M.P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 46(1): 290-333.
33. Smith, B.A., Kubo, M., Ulrich, B.D. (2012). Gait Parameter Adjustments for Walking on a Treadmill at Preferred, Slower, and Faster Speeds in Older Adults with Down Syndrome. *Current Gerontology and Geriatrics Research*. 7 pages.
34. Tetsworth, K., Paley, D. (1994). Malalignment and degenerative arthropathy. *Orthopedic Clinics of North America*. 25(3): 367-77.
35. Whittle, M.W. In: Whittle MW, editor. (2007). *Gait Analysis (Fourth Edition)*. Edinburgh: Butterworth-Heinemann.
36. White, S.C., Tucker, C.A., Brangaccio, J.A., Lin, H.Y. (1996). Relation of vertical ground reaction forces to walking speed. *Gait & Posture*. 4(2) : p. 206.

۳۷- عنبریان، مهرداد، اسماعیلی، حامد، حسینی نژاد، سیداسماعیل، ربیعی، محمد، بیناچلی، حجت. (۱۳۹۱). مقایسه فعالیت عضلات اطراف زانو هنگام راه رفتن و دویدن در افراد با ناهنجاری واروس زانو و گروه شاهد. *مجله پژوهش در علوم توانبخشی*. ۸(۲): ۲۹۸-۳۰۹.